

슬관절 재전치환술용 경골 삽입물 형상이 주대 말단부의 접촉압력과 응력 분포에 미치는 영향

김윤혁[#], 권오수^{*}, 박시몬^{**}

Effect of Stem Design on Contact Pressure and Stress Distribution of End-of-stem in Revision TKR

Yoon Hyuk Kim[#], Oh Soo Kwon^{*} and Simon Park^{**}

ABSTRACT

In this study, the effect of stem-end design on contact pressure and stress distribution in revision TKR was investigated using finite element method. The finite element model of tibia, including the cortical bone, the cancellous bone and canal, was developed based on CT images. The implant models with various stem lengths, diameters, friction coefficients, and press-fit effects were considered. The results showed that the longer stem length, the stronger press-fit, the bigger stem diameter, and the higher friction coefficient increased both peak contact pressure and Von-Mises stress distributions. The results supported the clinical hypothesis that peak contact pressure and stress are related to the stem end pain. The results of this study will be useful to design the stem and reduce the end-of-stem pain in revision TKR.

Key Words : Revision TKR(슬관절 재전치환술), Finite element analysis(유한요소해석), Stem pain(주대 동통), Stem design(주대 설계)

1. 서론

슬관절은 다른 관절들과 달리 인체의 하중을 많이 받아 손상의 위험성이 높으며 골관절염 및 고령화에 의한 연골파괴 등으로 정형외과 치료가 많이 시술되는 인체 부위 중 하나이다. 손상된 슬관절의 기능 회복을 위하여 다양한 치료 방법이 적용되는데, 보존적인 방법이 불가능할 경우에는 인공 삽입

물을 이용한 슬관절 전치환술(Total Knee Replacement, TKR)이 시행된다. 성공적인 슬관절 전치환술을 위해서는 정확한 하지의 정렬과 인공 삽입물의 마모를 최소화하는 것이 관건이다.^{1,2} 이를 위해 슬관절 인공 삽입물 구성 재료의 개선 및 기구학적 설계가 활발히 이루어지고 있다.³

슬관절 전치환술에 의한 인공 관절의 수명은 보통 10~15년으로 알려져 있는데, 골의 상태, 몸무게,

^{Cor} 접수일: 2006년 6월 9일; 게재승인일: 2006년 9월 25일

[#] 교신저자: 경희대학교 테크노공학대학, 산학협력기술원
E-mail: yoonhkim@khu.ac.kr, Tel: (031) 201-2028

^{*} 카톨릭의대 의정부 병원

^{**} 경희대학교 대학원 기계공학과

성별, 나이, 수술 방법, 적절치 못한 인공 삽입물 등의 원인으로 더 짧아질 수 있다.⁴ 슬관절 전치환술 후 심한 골 결손, 삽입물의 해리(loosening), 경골 삽입물의 파손, 감염이 발생하면 슬관절 재전치환술을 통해 기존에 있던 인공 삽입물을 새로운 것으로 대체해야 하고 전치환술보다 더 정밀한 수술과 적절한 인공 삽입물 선정이 요구된다.

인공 삽입물 중 경골 부분은 보행 시 최대 하중이 2000N 이상 작용하기 때문에 슬관절 재전치환술 후 경골 삽입물은 주변의 골 파손 및 골 해리를 유발할 위험성이 슬관절 전치환술보다 높아 인공 관절의 수명 단축을 피할 수 있도록 주의 깊은 경골 삽입물의 설계가 요구된다.^{5,6} 하지만 경골 삽입물의 설계에서 기능적인 측면에 치중해 단단하고 고정력이 강한 경골 삽입물의 특성만 고려되었을 때 오히려 환자에게 동통을 유발시킬 수 있다고 알려져 있다.^{7,8} 따라서 경골 삽입물의 기능적, 임상적 측면이 설계에 적절히 반영되기 위해서는 경골 삽입물의 설계 인자들과 동통과의 연관성에 대한 연구가 매우 필요하다. 그러나 현재까지 슬관절 재전치환술 시 발생하는 동통과 경골 삽입물 사이의 연관성에 대한 연구가 거의 이루어지지 않았다.

본 연구에서는 슬관절 재전치환술에 쓰이는 경골 삽입물의 주대(stem) 길이, 슬롯(slot)의 유무, 직경 등의 경골 삽입물의 형상과 끼워 맞춤(press-fit)의 정도, 경골과 경골 삽입물 접촉면에서의 마찰계수 등이 주대 말단 부위 경골의 접촉압력 및 응력 변화에 미치는 영향을 유한요소해석 방법을 통해 조사하였다. 또한 경골 삽입물 형상에 따른 환자의 동통에 관한 임상적 연구들과 본 연구에서 수행한 실험 결과를 토대로 접촉압력 및 응력과 환자의 동통간의 관련성을 제시하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 유한요소 모델 개발

2.1.1 경골의 유한요소해석 모델

본 연구에서는 경골에 병변이 없는 26세 남성의 왼쪽 경골을 대상으로 유한요소해석을 수행하였다. 먼저 1mm 간격으로 촬영된 경골 CT 이미지를 경

계추출 및 적층법을 지원하는 3D-doctor[®](Able Software, U.S.A.)를 사용하여 3차원 그래픽 이미지로 만들었다. 제작한 그래픽 이미지를 RapidForm[™](Inus Technology Inc., Korea)을 통해 유한요소해석에 활용 가능한 3차원 이미지 형태로 변환한 다음 유한요소해석용 전/후처리기인 FEMAP[®](V8.2, EDS Corp., U.S.A.)을 이용하여 유한요소해석용 모델로 개발하였다.

경골 모델은 CT 이미지의 피질골과 해면골의 명암 차이로 나타난 윤곽선으로 피질골과 해면골 부분으로 나누어 개발되었다. 보다 정확한 해석을 위해 피질골과 해면골에 서로 다른 물성치를 적용시켰으며, 피질골의 안쪽 면과 해면골의 바깥 면을 완전히 접합시켜 실제 경골에 근사하게 하였다. 여기서 피질골과 해면골이 존재하지 않는 관(canal)은 CT 이미지를 토대로 Fig. 1과 같이 10mm의 일정한 지름을 가지는 실린더로 가정하였다. 관은 경골 근위부에서 55mm 아래인 부분에서 시작하여 총 길이 242mm가 되는 지점까지 실린더 형태로 만들어졌다. 그러나 지름이 일정한 실린더 형상의 관은 실제 경골에 맞지 않기 때문에 관의 형상을 경골의 절단면에서부터 172mm 부분까지 경골 삽입물의 종축과 일치시켰고 그 아래부터는 관을 내측으로 3° 회전시켜 경골의 형상에 맞게 하였다.

유한요소해석용 경골 모델은 8,245개의 절점과 35,998개의 4면체 요소로 구성되었고, Table 1의 피질골과 해면골의 물성치를 적용시켰다.^{9,11}

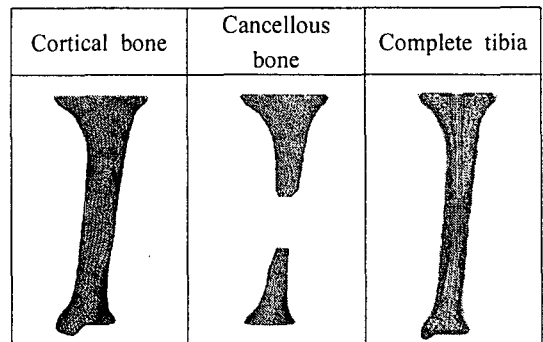


Fig. 1 Finite element model of tibia

2.1.2 경골 삽입물의 유한요소해석 모델

본 연구에 사용된 경골 삽입물의 기본 모델은 Fig. 2와 같이 국내에서 많이 사용되는 Wright Medical Technologies사의 직경 10, 12mm, 길이 70, 90, 115mm의 주대를 가지는 모델이며 이와 함께 주대 말단부의 슬롯형상 유무를 고려하였다.¹²

경골 삽입물의 모델링을 위해서 3차원 CAD 프로그램인 CATIA®(V5R12, Dassault Systems, U.S.A.)를 이용하였고 탁반(tray)과 주대 두 부분으로 제작하였다. CATIA®에서 제작된 모델을 FEMAP®을 이용하여 유한요소해석용 모델로 제작하였다. 경골 삽입물은 동일한 탁반에 직경(10mm, 12mm), 길이(115mm, 90mm, 70mm), 슬롯의 유무 등 다른 형상의 주대를 적용하여 개발하였다.

경골 삽입물은 모두 4면체 요소를 가지고 1,716개의 절점과 4,937개의 선형탄성 요소로 개발되었고 Table 1의 Titanium 물성치를 적용시켰다.^{9,11}

Implant	Length (mm)			Diameter (mm)		Slot	
	70	90	115	10	12	o	x
Wright Medical Technologies							

Fig. 2 3D CAD models of implant for Revision TKR with various stem end design parameters

2.1.3 경골 근위부 절단과 경골 삽입물 정렬

경골 삽입물을 삽입하기 위해 경골의 근위부에서 경골 외측의 고평면 위치를 고려하여 절단하였다.¹³ 경골 외측의 고평부를 기준으로 12mm 만큼 원위부 방향으로 절단하였고, 절단면에서 탁반의 두께 6.7mm 만큼 다시 절단하였다. 따라서 Fig. 3과 같이 총 절단 길이는 18.7mm가 되게 하였다.

경골 삽입물의 종축과 경골의 종축을 일치시킨 후 경골 삽입물이 경골에 삽입되었을 때 경골 삽입

물이 경골에서 돌출되지 않도록 경골을 내반슬 4.0°, 후방각 4.1°로 맞추었다.¹⁴

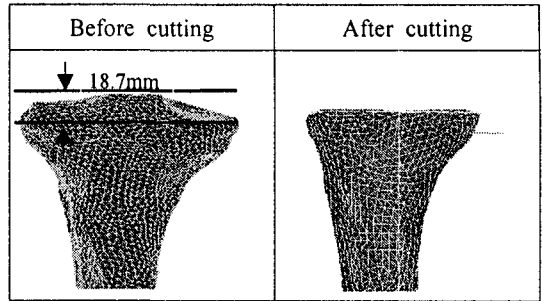


Fig. 3 Bone cutting for implant insertion

Table 1 Material properties of tibia and implant

	Cortical	Cancellous	Implant (Titanium)
Young's Modulus (MPa)	17,000	300	110,000
Poisson's Ratio	0.36	0.3	0.3

2.2 유한요소해석

2.2.1 모델 검증

주대 길이 70mm, 직경 10mm, 슬롯이 없는 경골 삽입물에 탁반 부분은 골시멘트를 사용하는 경우가정하는 마찰계수 0.4, 주대 부분은 끼워 맞춤을 적용시켜 유한요소해석 프로그램 ABAQUS™(Standard 6.5, ABAQUS Inc., RI, U.S.A.)를 사용하여 해석을 수행하였다.⁸ 개발된 경골 모델을 검증하기 위하여 탁반 밑면의 기둥(post)이 시작되는 지점부터 원위부 방향으로 40mm까지 기둥과 접촉하는 해면골의 응력을 전후방에서 구하여 Anthony¹⁵ 등의 연구결과와 비교하였다. 전방에서 응력은 40mm 구간 안에서 최소 0.17MPa, 최대 0.35MPa, 후방에서 최소 0.15MPa, 최대 0.37MPa 이었고 Anthony 등의 결과 값은 40mm 구간 안에서의 최소 응력 0.11MPa, 최대 응력 0.29MPa이었는데, 두 연구에서 사용한 경골과 경골삽입물의 다른 형상을 감안할 때, 유사한 해석 결과를 보인다고 할 수 있다.

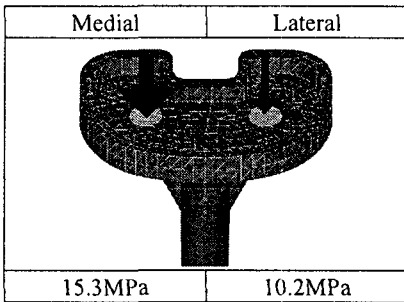
2.2.2 하중 및 구속 조건

본 연구에서 경골에 작용하는 하중은 보행 시 슬관절에 작용하는 최대 축 하중 값을 적용하였으며 그 값은 몸무게의 약 3배인 2000N이라고 가정하였다.^{9,15,16} 2000N의 하중은 Fig. 4(a)와 같이 경골 삽입물의 내측과 외측에 위치하는 10mm 지름인 원에 60:40의 비율로 분포되어 작용하도록 하였다.⁹ 따라서 내측과 외측에 각각 15.3MPa, 10.2MPa의 분포 압력이 작용하였다.

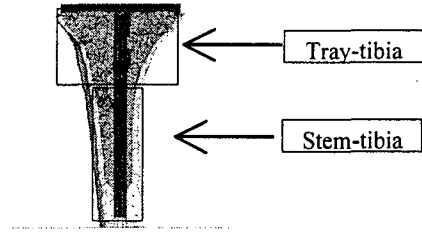
경골은 원위부가 구속되었다.¹⁵ 구속된 부분은 원위부로부터 20mm 위의 위치까지이며 회전과 병진을 모두 제한하였다.

2.2.3 접촉 조건

경골과 경골 삽입물의 접촉 부위는 탁반-경골과 주대-경골로 나누었고 탁반-경골은 골시멘트를 사용하는 경우 가정하는 마찰계수 0.4를 적용시켜 근위부 경골은 탁반과 완전히 접합되었다고 가정하였다.¹⁰ 주대-경골은 접촉면이 끼워 맞춤일 때 가정하는 마찰계수 0.25를 적용시켰다.⁹ 접촉 부위는 Fig. 4(b)와 같고 주대-경골 부위는 억지 끼워 맞춤을 고려하였다.



(a) Loading condition



(b) Contact conditions

Fig. 4 Loading and boundary conditions used in finite element analysis

2.2.4 마찰 계수 및 억지 끼워 맞춤 조건

경골 삽입물 형상과 접촉 조건의 변화에 따른 주대 말단 부위의 접촉압력과 응력 분포를 알아보기 위하여 비교 기준이 되는 경골 삽입물 형상(주대 길이 115mm, 직경 10mm, 슬롯 없음, 탁반-경골 부위의 마찰계수 0.4, 주대-경골 부위의 마찰계수 0.25)을 결정하였다. 주대-경골 부위의 마찰계수변화에 따른 영향은 마찰계수 0.25와 0.4를 적용시켜 살펴해보았다. 억지 끼워 맞춤은 5 μ m, 10 μ m의 공차를 주었을 때 마찰 계수는 0.25로 정의하여 억지 끼워 맞춤 공차가 커지더라도 마찰계수에는 변화가 없다고 가정하고 순수한 끼워 맞춤의 효과만 살펴보았다.

3. 결 과

3.1 접촉압력 및 응력 분포

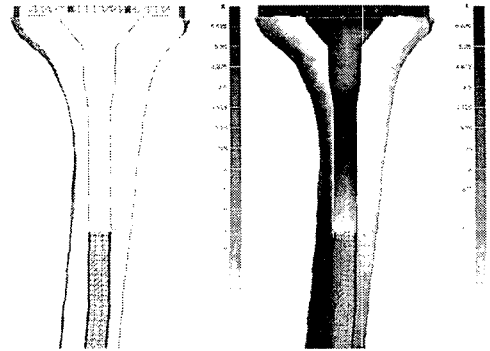
비교 기준이 되는 Base 모델과 각각의 설계 변수에 해당하는 주대 길이, 직경, 슬롯, 끼워 맞춤의 접촉압력 및 응력 분포를 Fig. 5에 도시하였다. 주대 말단 부위의 응력은 주대가 시작하는 부분이나 중간 부분보다 약 1/3의 작은 값은 나타내는 성향을 보여 주었지만, 슬롯이 있는 주대는 슬롯이 시작되는 홈 부분에 집중 응력이 발생하는 성향이 나타났고 억지 끼워 맞춤을 한 경우는 주대 말단에서 다른 곳보다 3~5배 큰 접촉압력과 2배 이상 큰 응력이 발생하였다.

3.2 길이 변화

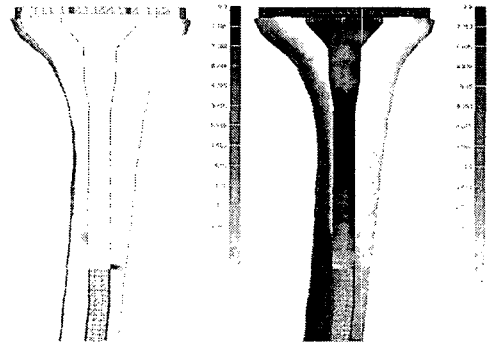
절단된 경골에 삽입될 경골 삽입물의 길이를 115mm, 90mm, 70mm로 변화시켰을 때 최대접촉압력은 Fig. 6과 같이 각각 7.13MPa, 1.60MPa, 1.49MPa로 나타났고, 응력은 내측 부분에서 최대 5.80MPa에서 0.16MPa, 0.18MPa로 나타났다. 주대 길이가 115mm에서 90mm로 짧아졌을 때 최대접촉압력과 응력의 급격한 변화를 볼 수 있는데, 90mm 길이의 주대 말단 부위는 115mm의 주대와는 달리 해면골에 닿기 때문에 급격한 강성의 감소에 따른 영향이라고 추측할 수 있다. 이것은 주대 길이 90mm와 70mm에서의 최대접촉압력과 응력에 큰 차이가 없다는 것과 같은 맥락이다. 이 결과에서 경골 삽입물의 길이가 짧아질수록 경골에서의 최대접촉압력과 응력이 감소함을 알 수 있는데 이것은 기존 임상 연구의 결과와 유사한 성향을 보여 준다.¹⁷

3.3 직경 변화

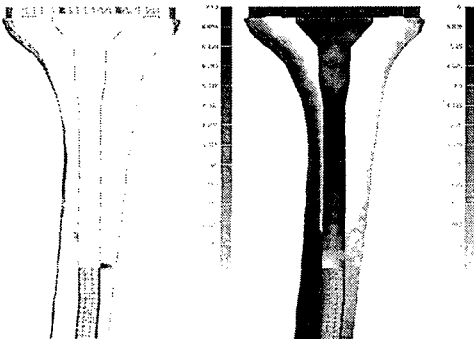
경골 삽입물의 직경을 10mm에서 12mm로 증가시켰을 때 최대접촉압력은 Fig. 7과 같이 7.13MPa에서 8.30MPa, 최대 응력은 내측 5.80MPa에서 7.80MPa로 증가하였다. 경골 삽입물의 직경이 증가할수록 최대접촉압력과 응력은 증가하는 성향을 나타냈고, 최대접촉압력은 16%, 응력은 내측에서 34%, 외측에서 23% 증가하였다.



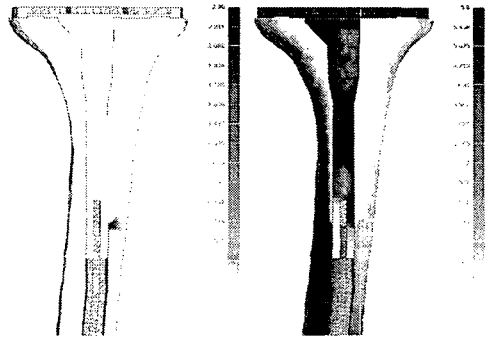
(b) 90mm length model



(c) 12mm diameter model



(a) Base model



(d) Slot model



(e) 5µm press-fit model

Fig. 5 Distribution of contact pressure(left) and Von Mises stress(right) for various stem end design parameters

3.4 슬롯 유무

경골 삽입물의 말단 부위 형상에 슬롯이 있는 것과 없는 것으로 구분하여 실험하였다. 경골에 삽입하였을 때, 슬롯이 있는 경골 삽입물은 Fig. 8 과 같이 최대접촉압력이 2.40MPa로 슬롯이 없는 것일 때의 7.13MPa보다 많이 감소하였다. 최대 응력의 경우는 슬롯이 있는 것은 내측에서 5.90MPa, 없는 것은 5.80MPa로 큰 차이가 없었다. 슬롯이 있는 주대는 슬롯이 시작되는 중심 부분에 집중 응력이 발생하였는데, 응력에는 변화가 없으므로 집중 응력에 의한 슬롯의 변형이 경골의 해면골과 접촉면적을 증가시켜 접촉압력을 감소시켰음을 추론할 수 있다.

3.5 끼워 맞춤

경골 삽입물이 삽입되는 위치에서 5µm, 10µm의 역시 끼워 맞춤을 한 결과 Fig. 9와 같이 최대접촉압력은 7.13MPa에서 각각 20.96MPa, 43.06MPa로 급격히 증가하였으며, 최대 응력도 내측 5.80MPa에서 각각 8.50MPa, 13.20MPa로 크게 증가하였다. 이러한 경향은 끼워 맞춤에 의해 경골 삽입물이 경골과 넓은 접촉면적을 가지지만 역시 끼움에 의한 단위 면적당 작용하는 높은 하중의 영향이라고 생각할 수 있다.

3.6 마찰계수 변화

주대-경골 부분의 마찰계수 0.25에서 0.4로 증가시켰을 때 주대 말단 부위의 최대접촉압력은 각각 7.13MPa에서 7.20MPa로 증가하였으며 최대 응력은 내측에서 5.80MPa, 외측에서 4.0MPa로 기준 값과 차이가 없었다. 여기서 마찰계수 0.4는 골시멘트의 고정, 0.25는 공차가 0인 끼워 맞춤을 의미하고 마찰계수에 따른 접촉압력과 응력의 변화는 매우 작다고 말할 수 있다. 이것은 주대의 골시멘트 고정이 공차 0의 끼워 맞춤 효과를 낼 수 있음을 의미한다.

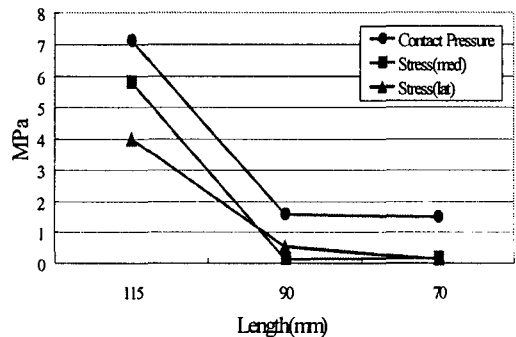


Fig. 6 Peak contact pressure and Von Mises stress according to the length change

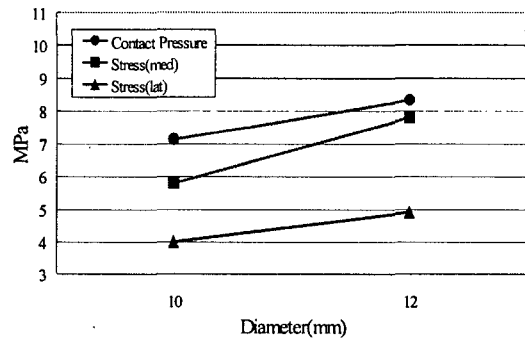


Fig. 7 Peak contact pressure and Von Mises stress according to the stem diameter change

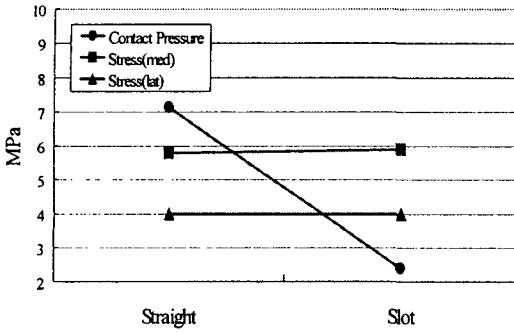


Fig. 8 Peak contact pressure and Von Mises stress according to the slot and non-slot stem

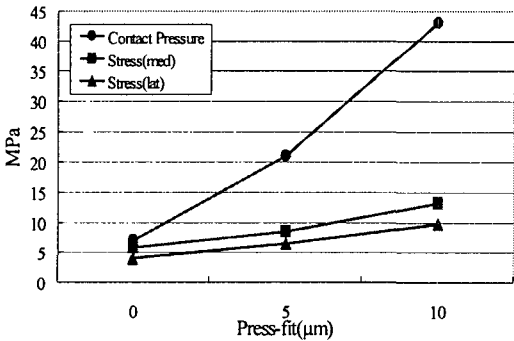


Fig. 9 Peak contact pressure and Von Mises stress according to the press-fit tolerance change

4. 고찰 및 결론

주대 길이를 115mm에서 70mm로 줄였을 때 접촉압력과 응력은 각각 기준 값보다 1/5, 1/34로 감소하였고, 직경을 10mm에서 12mm로 증가시켰을 때 접촉압력과 응력은 각각 기준 값보다 1.2배, 1.3배 증가하였으며, 슬롯이 있는 주대의 경우 접촉압력은 기준 값보다 1/3로 감소하였고, 응력에는 큰 변화가 없었다. 끼워 맞춤의 경우 기준 값에서 10 μm의 억지 끼워 맞춤을 하였을 경우 접촉압력은 6배, 응력은 2.3배 증가하였고, 마찰계수를 변화시켰을 때의 접촉압력과 응력은 차이가 없었다. 이러한 경향을 토대로 경골 삽입물의 길이가 길어질수록, 직경이 클수록, 끼워 맞춤의 정도가 심할수록 경골

에 작용하는 접촉압력, 외측과 내측에서의 응력이 증가함을 알 수 있고 슬롯의 형상을 한 경골 삽입물이 슬롯이 없는 형상의 경골 삽입물보다 접촉압력과 응력을 감소시킨다고 할 수 있다.

Robert 등의 논문에서 슬관절 재건치환술에 슬롯이 있는 경골 삽입물 주대를 사용한 환자와 사용하지 않은 환자에 대한 임상 실험에서, 슬롯이 있는 주대로 슬관절 재건치환술을 받은 환자들이 사용하지 않은 환자들 보다 주대 끝부분에서 동통이 눈에 띄게 적었다고 했다.⁸ 본 연구에서 수행한 슬롯의 유무에 따른 접촉압력과 응력 변화 실험에서 슬롯이 있는 경우 접촉압력이 눈에 띄게 줄어든 것을 살펴 볼 때 주대 끝단에서의 접촉압력이 경골 삽입물에 의한 동통과 연관성이 있다고 할 수 있다. 또한 직경 변화에 대한 접촉압력과 응력 실험에서 10mm에서 12mm로 변화시켰을 때 접촉압력이 기준 값에서 16% 증가로 그 영향이 미미하다고 할 수 있다. 따라서 이러한 결과는 Robert 등의 논문에서 주대 직경에 따른 동통의 차이가 없는 것을 뒷받침할 수 있다. 접촉압력과 경골의 동통이 비례관계에 있다면 본 연구 결과를 바탕으로 경골 삽입물의 길이가 짧고, 직경이 작으며, 슬롯이 있고, 억지 끼워 맞춤이 작을 수록 환자의 동통을 줄일 수 있다고 말할 수 있다.

경골 삽입물은 동통뿐 만 아니라 기능적인 면을 고려해야 한다. 경골 삽입물 주대의 길이를 짧게 할 경우 고정력의 감소와 수술시 하지 정렬에 있어서 오차가 많이 생길 우려가 있다.⁶ 또한 경골 삽입물을 끼워 맞춤에 있어서 높은 접촉압력이 발생하므로, 지속적인 높은 하중으로 인한 피로 파손에 의하여 경골 삽입물이 기존의 위치에서 미세한 이동을 하여 골 해리를 야기 시킬 수 있다.⁵ 환자의 동통을 감안하여 접촉압력을 줄이고 고정력도 유지시킬 수 있는 골시멘트를 사용할 경우 또 다른 문제가 발생한다. 골시멘트는 재수술해야할 경우 경골 삽입물을 제거하기 매우 어렵고 제거 시 다른 부위를 손상시킬 우려가 있을 뿐 아니라 응력차폐(stress shielding)의 발생으로 골 결손을 유발시킬 수 있다.⁶ 따라서 경골 삽입물 주대의 길이와 끼워 맞춤에는 환자에 따른 적절한 선정이 필요하다.

본 연구는 경골 모델 개발에 있어서 피질골과 해면골의 직립성(orthotropy)은 고려하여 물성치를 주었지만, 복잡성 때문에 이질성(heterogeneity)과 이방성(anisotropy)은 고려하지 않았다.¹⁵ 실제 모델의 경골은 직립성, 이질성, 이방성을 모두 가지고 있으므로 더 정확한 해석을 위해서는, 경골 부위별로 고유 물성치를 적용하여 실제에 가까운 모델을 개발할 필요가 있다.

실제 수술실에서 슬관절 재전치환술이 이루어질 때 경골 삽입물과 해면골 사이의 억지 끼워 맞춤을 μm 단위로 수행하는 것은 불가능 하지만 본 연구는 경골 삽입물의 끼워 맞춤 인자를 고려하여 유한요소해석을 수행하였다는 것에 큰 의미를 두고 있다. 또한 끼워 맞춤을 고려한 해석은 실제에 가까운 결과를 도출하는데 높은 기여를 하여 인공 삽입물 설계에 중요 인자로 활용될 것이다. 본 연구의 결과는 슬관절 재전치환술에 쓰이는 경골 삽입물의 주요 설계 인자에 대한 자료로 활용될 것으로 기대된다.

후 기

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(R01-2006-000-11209-0)의 지원으로 수행되었으며 유한요소 해석에 도움을 준 구교민 학생에게 감사드립니다.

참고문헌

1. Tew, M. and Waugh, W., "Tibiofemoral alignment and the results of knee replacement," *The Journal of bone and joint surgery(Br)*, Vol. 67, pp. 551-556, 1985.
2. Lombardi, A. V. Jr., Berend, K. R. and Mallory, T. H., "Pop-top tibial component elimination of back-side wear with potential modularity," *Surgical Technology International*, Vol. 13, pp. 253-260, 2004.
3. Kuster, M. S. and Stachowiak, G. W., "Factors affecting polyethylene wear in total knee arthroplasty," *Orthopedics*, Vol. 25, pp. 235-242, 2002.
4. James, A. R., Robert, T. T., Duane, M. I. and Scott, W. H., "Factors affecting the durability of primary total knee prostheses," *The Journal of Bone and Joint Surgery(Am)*, Vol. 85, pp. 259-265, 2003.
5. Taylor, M. and Tanner, K. E., "Fatigue failure of cancellous bone: a possible cause of implant migration and loosening," *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 79B, pp. 181-182, 1997.
6. Barrack, R. L., Rorabeck, C., Burt, M. and Sawhney, J., "Pain at the end of the stem after revision total knee arthroplasty," *Clinical Orthopaedics and related research*, Vol. 367, pp. 216-25, 1999.
7. Fehring, T. K., Odum, S., Olekson, C., Griffin, W. L., Mason, J. B. and McCoy, T. H., "Stem fixation in revision total knee arthroplasty," *Clinical orthopaedics and related research*, Vol. 416, pp. 217-224, 2003.
8. Robert, L. B., Tom, S., Mark, B. and Shelby, H., "The effect of stem design on end-of-stem pain in revision total knee arthroplasty," *The Journal of Arthroplasty*, Vol. 19, pp. 119-124, 2004.
9. Taylor, M., Tanner, K. E. and Freeman, M. A. R., "Finite element analysis of the implanted proximal tibia: a relationship between the initial cancellous bone stresses and implant migration," *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, pp. 303-310, 1998.
10. Ramaniraka, N. A., Rakotomanana, L. R. and Leyvraz, P. F., "The fixation of the cemented femoral component : Effects of stem stiffness, cemented thickness and roughness of the cement-bone surface," *The journal of bone and joint surgery(Br)*, Vol. 82-B, pp. 297-303, 2000.
11. Simon, U., Augat, P., Ignatius, A. and Claes, L., "Influence of the stiffness of bone defect implants on the mechanical conditions at the interface: a finite element analysis with contact," *Journal of*

- Biomechanics, Vol. 36, pp. 1079-1086, 2003.
12. Wade, T. G., Harry, T. R., Allen, B., James, J. P., Robert, L. B. and Cecil, H. R., "Revision total knee arthroplasty fixation with modular stems," Clinical Orthopaedics and Related Research, Vol. 404, pp. 158-168, 2002.
 13. Bae, D. K., Ahn, J. S. and Nha, K. N., "Preliminary results of press-fit condylar knee," Korean Knee Society, Vol. 1, No. 2, pp. 132-138, 1989.
 14. Hilding, M., Asplund, S. and Backbro, B., "Alignment accuracy by two different instrumentation systems in total knee arthroplasty," American Journal of Knee surgery, Vol. 6, p. 158, 1993.
 15. Anthony, G. A., Adrian, B. L., James, V. R. and Amirfazli, A., "A parametric analysis of fixation post shape in tibial knee prostheses," Medical Engineering & Physics, Vol. 27, pp. 123-134, 2005.
 16. Jason, P. H., Anthony, J. P. and Paul, J. R., "Explicit finite element modeling of total Knee replacement mechanics," Journal of Biomechanics, Vol. 38, pp. 323-331, 2005.
 17. Brooks, P. J., Walker, P. S. and Scott, R. D., "Tibial component fixation in deficient tibial bone stock," Clinical orthopaedics and related research, Vol. 184, pp. 302-308, 1984.